

# Les Interfaces Cerveau-Ordinateur : Utilisation en Robotique et Avancées Récentes

Fabien Lotte, Anatole Lécuyer, Bruno Arnaldi

IRISA-INRIA Rennes, Équipe Bunraku

Campus de Beaulieu, avenue du général Leclerc, 35042

Rennes

fabien.lotte@irisa.fr, anatole.lecuyer@irisa.fr, bruno.arnaldi@irisa.fr

**Résumé** - Cet article décrit les Interfaces Cerveau-Ordinateur (ICO) utilisant l'électroencéphalographie. De telles interfaces permettent à un utilisateur d'envoyer des commandes en faisant varier son activité cérébrale, cette dernière étant mesurée et traitée par le système. L'article propose également un état-de-l'art des applications des ICO à la robotique. Enfin, il présente le projet national Open-ViBE, qui est dédié aux ICO ainsi que quelques uns de ses résultats concernant l'identification de signaux cérébraux.

**Mots-clé** - interface cerveau-ordinateur (ICO), électroencéphalographie (EEG), robotique, classification

## I. INTRODUCTION

Depuis une quinzaine d'années, un nouveau type d'interface se développe de manière spectaculaire : les Interfaces Cerveau-Ordinateur (ICO) [1]. Ces interfaces permettent à leurs utilisateurs d'envoyer des commandes à des ordinateurs uniquement par le biais de leurs activité cérébrale, en produisant différents types de signaux cérébraux.

Les applications des ICO concernent principalement les domaines de la réhabilitation et du handicap. En effet, les ICO sont un nouveau moyen de communication et d'interaction pour des personnes atteintes de paralysie totale [2]. La robotique joue un rôle de plus en plus important dans cet aspect "interaction" (voir [3] par exemple). Cependant, d'autres applications sont actuellement étudiées, comme par exemple le multimédia et la réalité virtuelle [4] [5].

Dans cet article, nous décrivons tout d'abord les ICO et proposons un état-de-l'art de leur utilisation dans le domaine de la robotique (parties II et III). Ensuite, en partie IV, nous présentons le projet Open-ViBE qui est un projet de recherche national sur les ICO. Enfin, en partie V nous décrivons quelques résultats obtenus au sein de ce projet, concernant l'identification automatique de signaux cérébraux.

## II. LES INTERFACES CERVEAU-ORDINATEUR

Une interface cerveau-ordinateur permet à un utilisateur d'envoyer des commandes à un ordinateur en produisant différents signaux cérébraux. Une ICO peut être décrite comme un système en boucle fermée, composé de six étapes principales : (1) mesure de l'activité cérébrale, (2)

prétraitement, (3) extraction de caractéristiques, (4) classification, (5) traduction en une commande et (6) retour perceptif. Ce principe est schématisé sur la Figure 1.

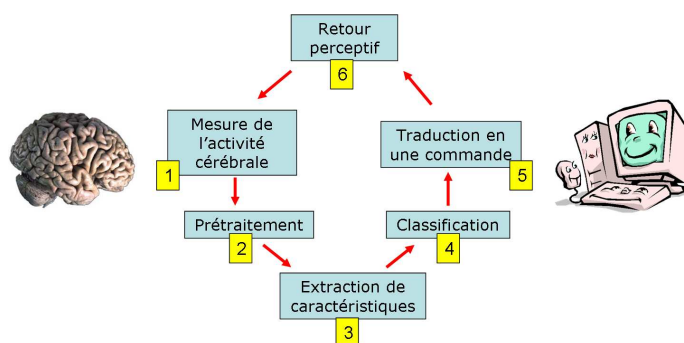


Fig. 1. Schéma général de fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur.

Les six parties suivantes décrivent plus précisément ces différents points.

### A. Mesure de l'activité cérébrale

La première étape nécessaire au fonctionnement d'une ICO consiste à mesurer l'activité cérébrale du sujet, alors que celui-ci effectue une ou plusieurs tâches mentales. Pour ce faire, de nombreuses méthodes existent telles que la MagnétoEncéphaloGraphie (MEG), l'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (fMRI) ou encore l'ElectroCorticoGraphie (ECoG) [6].

La méthode la plus utilisée reste cependant l'ElectroEncéphaloGraphie (EEG) qui mesure, grâce à des électrodes, les micro-courants présents en surface du cuir chevelu. Ceux-ci sont le résultat des échanges électriques entre les neurones à l'intérieur du volume cérébrale. Cette méthode est peu coûteuse, non-invasive et fournit une bonne résolution temporelle. Par conséquent, la majeure partie de la recherche en ICO utilise l'EEG pour mesurer l'activité cérébrale. Dans la suite de cet article nous nous intéresserons exclusivement aux ICO utilisant l'EEG.

### B. Prétraitement

Une fois les données acquises, il est souvent nécessaire de les prétraiter afin de nettoyer les signaux et/ou de mettre en valeur l'information intéressante qui peut y être enfouie.

En effet, les signaux EEG sont réputés pour être très bruités car facilement perturbés électriquement, par l'activité musculaire des yeux ou du visage par exemple. Pour effectuer ce prétraitement, différents filtres spatio-temporels sont utilisés, tels que l'analyse en composante indépendante [7].

### C. Extraction de caractéristiques

La mesure de l'activité cérébrale par EEG conduit à l'acquisition d'une quantité de données considérable. En effet, les signaux sont enregistrés avec un nombre d'électrodes allant de 2 à 128 et à une fréquence variant traditionnellement entre 100 et 1000 Hz. Dans le but d'obtenir les meilleures performances possibles, il est nécessaire de travailler avec un plus petit nombre de valeurs qui vont décrire certaines propriétés pertinentes des signaux. Ces valeurs sont appelées "caractéristiques". Elles sont agrégées sous forme d'un vecteur appelé "vecteur de caractéristiques". Parmi les caractéristiques extraites des EEG pour concevoir des ICO on peut citer la puissance dans certaines bandes de fréquences [8] ou bien les coefficients de modèles autorégressifs décrivant le signal [9].

### D. Classification

Le but de cette étape est d'attribuer automatiquement une classe au vecteur de caractéristiques extrait précédemment. Cette classe représente le type de la tâche mentale effectuée par l'utilisateur de l'interface. La classification est réalisée à l'aide d'algorithmes appelés "classifieurs". Les classifieurs sont capables d'apprendre à identifier la classe d'un vecteur de caractéristiques, à l'aide d'ensembles d'apprentissage. Ces ensembles sont composés de vecteurs de caractéristiques étiquetés avec leur classe d'appartenance. Dans le domaine des ICO, les classifieurs les plus populaires sont l'analyse linéaire discriminante, les réseaux de neurones et les Séparateurs à Vastes Marges (SVM) [10]. Il est important de noter que même si le nombre de tâches mentales à identifier est faible (généralement deux), les taux de classification correcte atteignent très rarement 100 %. En effet, de nombreux paramètres rendent toute la phase d'identification très difficile. Parmi ceux-ci on peut citer le bruit présent dans les EEG, la variabilité de ces mêmes signaux, la concentration requise par les sujets pour contrôler l'ICO, etc.

### E. Traduction en commande

Une fois la classe du signal identifiée, il ne reste plus qu'à associer celle-ci à une commande particulière qui permet, par exemple, de faire bouger une prothèse de main [11], d'envoyer un ordre à un robot [12] ou bien d'interagir avec un environnement virtuel [5] (cf. partie III).

### F. Retour perceptif

La dernière étape consiste à renvoyer à l'utilisateur une information (visuelle, sonore, ...) sur les tâches mentales identifiées par l'ICO. Cela lui permet de savoir s'il a correctement effectué celles-ci ou pas, et ainsi d'apprendre à contrôler son activité cérébrale. Cette étape n'est pas présente dans toutes les ICO mais permet généralement d'augmenter

les performances et de diminuer le temps d'apprentissage nécessaire pour maîtriser un tel système [1].

## III. APPLICATIONS DES ICO À LA ROBOTIQUE

La conception des ICO a permis le développement de nombreuses applications, notamment dans les domaines du handicap, de la robotique et du multimédia. Nous nous focaliserons ici sur les applications des ICO liées au domaine de la robotique. Nous verrons ainsi des applications permettant le contrôle de prothèses robotisées, de fauteuils roulants automatisés ou encore de robots mobiles. Nous finirons par décrire brièvement d'autres applications des ICO.

### A. Contrôle de prothèses robotisées

Le handicap est l'un des principaux domaines d'applications des ICO. Ainsi une des premières utilisations conjointes d'ICO et de robotique a vu le jour grâce aux travaux de Guger *et al* [11]. Dans ces travaux, une prothèse de main pouvait être ouverte ou fermée par la pensée. En effet, il était demandé aux utilisateurs du système d'imaginer des mouvements des mains gauche ou droite. Lorsque le système reconnaissait les signaux cérébraux caractéristiques d'une imagination d'un mouvement de la main gauche, alors la prothèse se fermait un peu plus, tandis que si un mouvement imaginé de la main droite était reconnu, elle s'ouvrait un peu plus. Il faut cependant noter une limitation importante du système qui est son fonctionnement en mode "synchrone", c'est-à-dire que les sujets ne peuvent effectuer les tâches mentales (ici, imagination des mouvements des mains) qu'à des instants précis et non pas quand ils le souhaitent. En effet, mettre au point des ICO asynchrones est une tâche encore très difficile [13]. Malgré cela la prothèse s'est avérée utilisable puisque les deux tâches mentales étaient reconnues correctement avec un taux variant, selon les sujets, entre 80% et 90%.

### B. Contrôle de fauteuils roulants automatisés

Toujours dans le domaine du handicap, les applications d'ICO en robotique ont permis à des personnes sévèrement paralysées de se déplacer : il s'agit de fauteuils roulants automatisés, contrôlables par la pensée [14] [15].

Dans les premiers travaux sur le sujet, Tanaka *et al* ont mis au point un fauteuil roulant électrique contrôlé grâce à des pensées de "déplacement directionnel" [14]. En effet, les sujets devaient penser au fait d'aller à gauche ou bien à droite. Lorsque les signaux cérébraux correspondant à l'une de ces deux tâches mentales étaient détectés, le fauteuil roulant se déplaçait en avançant à 45° dans la direction correspondante, sur une courte distance.

Des expériences avec un prototype ont montré que ce système permettait d'atteindre une cible donnée. Cependant ce système présentait encore quelques limitations comme notamment le fait d'être synchrone, de ne proposer que deux commandes différentes (gauche-droite), et de nécessiter plusieurs secondes de calcul pour identifier une tâche mentale.

Dans les travaux très récents de Rebsamen *et al*, une ICO permettait d'envoyer des commandes de haut niveau à un fauteuil roulant "intelligent" [15]. Le signal cérébral utilisé dans ce système est le P300. Ce signal est un pic d'amplitude positive survenant 300 ms après un événement rare et attendu. Il est d'ailleurs utilisé pour piloter de nombreux types d'ICO différentes [1]. Le fauteuil roulant du sujet était équipé d'un ordinateur portable, affichant sur son écran 9 cases différentes sur lesquels étaient affichés les noms de différents lieux d'un bâtiment (ex : les étages du bâtiment, ou bien différentes parties d'un bureau). Ces cases clignotaient successivement de manière aléatoire et l'utilisateur devait compter le nombre de clignotement de la case correspondant à l'endroit où il voulait se rendre. Ces clignotements étant rares et attendus, lorsqu'ils apparaissaient sur la case choisie par l'utilisateur, ils déclenchaient alors un P300 dans le cerveau de ce dernier. La détection de ce P300 par une ICO, et l'instant auquel il a lieu permettaient de savoir quelle case l'utilisateur regardait et ainsi d'envoyer au fauteuil roulant l'ordre de se rendre sur ce lieu. Grâce à des capteurs et à une représentation interne des plans du bâtiment, le fauteuil pouvait se rendre sur ce lieu automatiquement tout en évitant les éventuels obstacles.

### C. Contrôle de robots mobiles

Les ICO ont également été utilisées afin de contrôler différents robots mobiles. Ceci, permet à un utilisateur d'explorer ou d'interagir avec son environnement sans qu'il n'ait besoin de se déplacer physiquement lui-même. Une fois de plus, ces travaux peuvent s'avérer particulièrement utiles pour les personnes sévèrement handicapées, qui ne peuvent ni se déplacer ni interagir avec leur environnement par elles-mêmes. Nous distinguerons deux types de robots mobiles : les robots non-autonomes, qui nécessitent l'envoi de commandes bas-niveau par l'utilisateur, et les robots semi-autonomes ou autonomes, pouvant accepter des commandes de plus haut niveau.

#### 1) Robots non autonomes:

Quelques travaux ont étudié le contrôle bas-niveau de robots mobiles, notamment ceux de Tanaka *et al* [16] et de Inoue *et al* [17].

Tanaka *et al* ont utilisé des pensées de déplacement directionnel vers la gauche ou vers la droite pour faire avancer un petit robot sur roues, à 45° vers la direction correspondante [16]. Il est à noter qu'il s'agissait de travaux préliminaires préparant l'étude que ces chercheurs ont mené plus tard concernant le contrôle de fauteuil roulant électrique (évoquée dans la partie précédente) [14].

Une étude similaire a été effectuée par Inoue *et al*, avec cette fois l'objectif de contrôler le robot-chien AIBO de SONY [17]. Pour ce faire, des mouvements imaginés des mains gauche ou droite déplaçaient le robot vers l'avant et vers la gauche ou la droite. Il est à noter qu'ici le fonctionnement était asynchrone, contrairement aux travaux précédents.

Ces travaux restent cependant préliminaires, dans la mesure où le faible nombre de commandes possibles (c'est-à-dire ici 2), ne permet pas une très grande interaction avec le robot. Ceci a motivé certains chercheurs à combiner les ICO avec des robots autonomes ou semi-autonomes.

#### 2) Robots autonomes ou semi-autonomes:

Les travaux de Millan *et al* sont des travaux précurseurs, désormais devenus travaux de référence dans le domaine du contrôle de robots par ICO [12]. Dans ces travaux, un utilisateur pouvait contrôler un petit robot, dans un labyrinthe, à l'aide d'une ICO. L'ICO mise au point pouvait reconnaître 3 commandes différentes, et fonctionnait de plus en mode asynchrone, ce qui permettait déjà une interaction plus complète qu'avec la plupart des ICO existantes. L'utilisateur avait également le choix des tâches mentales à utiliser pour contrôler l'ICO. Il pouvait par exemple, choisir d'utiliser des mouvements imaginés des mains gauche ou droite, une rotation mentale de cube ou bien encore une relaxation. Les 3 tâches mentales choisies étaient associées aux commandes "tourner à gauche", "tourner à droite" et "aller tout droit". Le robot fonctionnait en mode semi-autonome dans le sens où il était équipé de capteur lui permettant de détecter les obstacles, et ainsi par exemple, de longer de lui même les murs lorsque cela s'avérait nécessaire. Le faible taux d'erreurs atteint par le système a permis à ses utilisateurs de déplacer le robot d'un point à un autre presque aussi rapidement par la pensée que grâce à l'utilisation de trois boutons (associés aux trois commandes), démontrant ainsi l'utilisabilité du système.

Plus récemment, dans le cadre du projet ASPICE qui vise à proposer des outils et technologies pour augmenter l'accessibilité des personnes handicapées [3], une ICO a été utilisée pour contrôler le robot-chien AIBO [18]. L'objectif était de permettre à ces personnes d'explorer leur environnement et d'interagir avec le personnel soignant, via le robot AIBO. Ce robot pouvait fonctionner suivant trois modes : pas-à-pas, semi-autonome et autonome. Les commandes que l'on pouvait envoyer étaient alors de niveau bas, moyen et élevé respectivement. Dans le dernier mode, le robot utilisait des techniques de vision robotique pour suivre des routes tracées au sol et aller à l'endroit indiqué par l'utilisateur. Pour contrôler ce système l'utilisateur devait faire varier volontairement l'intensité de son activité cérébrale dans les rythmes moteurs, c'est-à-dire dans les bandes de fréquences  $\mu$  (8-12 Hz) et  $\beta$  (16-26 Hz). Cela lui permettait de faire bouger un curseur en 2 dimensions [19], et ainsi de sélectionner une commande donnée.

Enfin, Bell *et al* ont mis au point un robot autonome contrôlable par ICO [20]. Lors de ses déplacements, le robot humanoïde analysait visuellement son environnement et détectait, par traitement d'image, les objets avec lesquels il pouvait interagir. Il renvoyait alors à l'utilisateur les images de ses différents objets, ce dernier les visualisant

sur l'écran de son ordinateur. Les images des différents objets étaient intensifiées successivement et de manière aléatoire. Il était demandé à l'utilisateur de compter le nombre d'intensifications de l'image représentant l'objet avec lequel il voulait interagir. Ainsi, à chaque intensification de l'image concernée, un P300 se déclenchait dans son cerveau. La détection de ce P300 par le système permettait la sélection de l'image. Ainsi, un ordre était envoyé au robot pour lui demander d'interagir avec l'objet représenté sur l'image sélectionnée (Par exemple : prendre l'objet visualisé ou déposer l'objet tenu par le robot sur la table visualisée dans l'image).

#### D. Autres applications

En dehors des applications des ICO liées à la robotique, on peut citer les applications d'édition de texte destinées aux personnes handicapées. Ces applications permettent en effet, grâce à l'utilisation de divers signaux cérébraux (ex : P300 [21], mouvement imaginés des mains [22], ...), de sélectionner des lettres une par une, afin de former des mots puis des phrases. Ainsi, même des personnes complètement paralysées peuvent communiquer avec le monde extérieur grâce à une ICO [23].

On peut également citer les travaux ayant étudié l'interaction avec des environnements virtuels à l'aide d'ICO. Ceux-ci ont par exemple étudié la possibilité de changer son point de vue dans un environnement virtuel, à l'aide d'imagination de mouvements des mains gauche et droite, ou bien la possibilité d'avancer dans une rue virtuelle à l'aide d'imagination de mouvements de pieds [5]. Le lecteur intéressé pourra se référer à [4] pour un état-de-l'art des applications des ICO à la réalité virtuelle.

### IV. LE PROJET OPEN-VIBE

Les travaux présentés dans la suite de cet article s'inscrivent dans le cadre du projet Open-ViBE. Ce projet [24] [25] est un projet multipartenaires qui vise à développer un environnement logiciel open-source proposant de nouvelles techniques pour obtenir des interfaces cerveau-ordinateur plus efficaces. Open-ViBE est un projet RNTL (Réseau National des Technologies Logicielles) financé par l'ANR (Agence National de la Recherche) ayant démarré à la fin de l'année 2005 pour une durée de trois ans. Le partenariat d'Open-ViBE implique des compétences scientifiques complémentaires : l'équipe Bunraku de l'INRIA Rennes, l'INSERM Unité 821, France Télécom R&D Grenoble, le département DETECS du CEA-List, le Gipsa-Lab de l'INPG et le service des aides techniques de l'AFM.

Les deux principales innovations technologiques attendues du projet Open-ViBE concernent :

- des techniques de retour d'information vers l'utilisateur concernant son activité cérébrale basées sur des représentations en temps-réel et en réalité virtuelle qui

constitueront autant de sources d'amélioration pour l'apprentissage et le contrôle de cette activité

- de nouvelles techniques de traitement et d'identification des données cérébrales basées sur des expérimentations neurophysiologiques qui caractériseront de meilleurs indicateurs physiologiques.

Le développement de plusieurs démonstrateurs est prévu dans le cadre d'Open-ViBE afin d'illustrer l'utilisabilité des résultats obtenus. Il s'agira notamment de proposer une interaction ludique avec un environnement virtuel telle qu'une navigation en réalité virtuelle par la pensée.

### V. QUELQUES AVANCÉES RÉCENTES

Dans le cadre du projet Open-ViBE, un de nos objectifs est de mettre au point des méthodes nouvelles et performantes pour classifier les données cérébrales et ainsi concevoir des ICO efficaces et robustes. Nous présentons ici deux innovations que nous avons proposées concernant les étapes d'extraction de caractéristiques et de classification (cf. partie II).

#### A. Extraction de caractéristiques par modèles inverses : l'algorithme FuRIA

La grande majorité des ICO utilisant l'EEG ne se servent que de l'information surfacique fournie par les électrodes posées en surface du cuir chevelu pour identifier les différents signaux cérébraux. Or, on sait que chaque région du cerveau correspond à une ou plusieurs fonctionnalités. Cela signifie que si l'on sait où, dans le volume cérébral, se trouvent les sources d'activité cérébrale alors on peut identifier quelle est la tâche mentale effectuée. Une des innovations du projet Open-ViBE est justement de reconstruire l'activité cérébrale dans tout le volume cérébral, à partir des mesures obtenues en surface par EEG. On utilise pour cela des méthodes dites de modèles inverses, telles que LORETA ou sLORETA [26]. Une fois l'activité du volume cérébral obtenue, on peut s'en servir pour identifier la tâche mentale effectuée [27] [28].

Récemment, nous avons proposé une méthode permettant d'identifier automatiquement quelles sont les régions du cerveau utiles pour discriminer différentes tâches mentales. Cette méthode permet également de trouver, pour chaque région identifiée, la bande de fréquence dans laquelle les différences entre tâches mentales sont le plus marquées. Cet algorithme, baptisé FuRIA (acronyme de *Fuzzy Region of Interest Activity*), se sert du modèle inverse sLORETA ainsi que de techniques d'analyse de données, telles que des tests statistiques ou bien du *clustering*, pour identifier et manipuler ces régions cérébrales.

Nous avons utilisé FuRIA pour l'identification d'intention de mouvement d'un doigt de la main gauche ou de la main droite. Dans ce but, le jeu de données IV, fournies lors de la "BCI competition 2003" a été utilisé. Cette compétition visait à identifier les meilleurs algorithmes sur différents jeux de données [29]. FuRIA a identifié automatiquement 5 régions permettant de discriminer les signaux cérébraux correspondant à une intention de mouvement d'un doigt de la main gauche

ou bien à une intention de mouvement d'un doigt de la main droite. Ces régions sont représentées sur la Figure 2

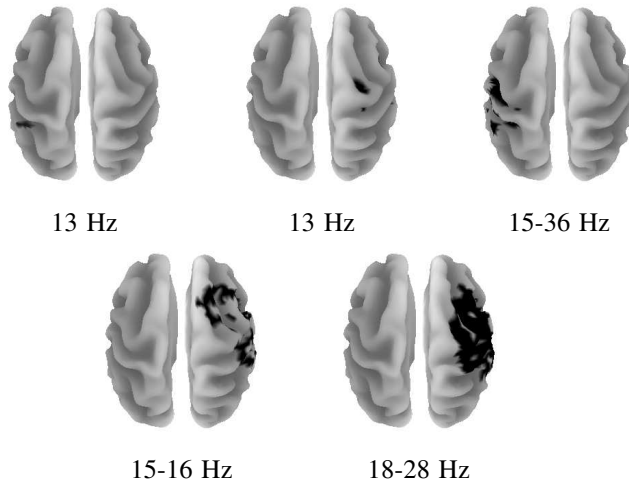


Fig. 2. Les régions cérébrales (en noir) et leurs bandes de fréquences réactives correspondantes, obtenues grâce à l'algorithme FuRIA. Le cerveau est ici vu du dessus, le front vers le haut.

On peut remarquer que ces régions, obtenues automatiquement par FuRIA, correspondent au cortex moteur gauche et droit. De plus les bandes de fréquences associées correspondent aux rythmes  $\mu$  et  $\beta$  ce qui est tout à fait cohérent avec la littérature sur le sujet [30]. L'activité dans ces 5 régions et bandes de fréquences a été utilisée conjointement avec un Séparateur à Vastes Marges (SVM) comme classifieur, permettant ainsi d'obtenir un taux de reconnaissance correcte supérieur à celui du gagnant de la compétition (qui était de 84 %). En effet, le taux de reconnaissance que nous avons obtenu allait de 85 à 86 %, ce qui démontre l'efficacité de la technique. Plus de détails sur cet algorithme peuvent être trouvés dans [28] [31].

### B. Classification par Systèmes d'Inférence Flous

Jusqu'à présent, les chercheurs de la communauté des ICO ont déjà exploré de nombreux algorithmes de classification [10]. Parmi ceux-ci on peut citer les Classifieurs Linéaires (CL), les Séparateurs à Vastes Marges (SVM) ou bien encore les Réseaux de Neurones Artificiels (RNA). Cependant, un autre type d'algorithme de classification nous est apparu comme intéressant et prometteur : Les Systèmes d'Inférence Flous (SIF).

Nous avons donc introduit les systèmes d'inférences flous pour la classification d'EEG dans les ICO [8] [32]. Nous avons alors effectués différentes études visant à évaluer leur utilisation pour les ICO. Pour cela nous avons travaillé sur des données EEG représentant des mouvements imaginés des mains gauche ou droite.

En termes de performances, nous avons comparé les SIF avec d'autres algorithmes de classification tels que les SVM, les RNA ou encore les CL. Les études menées ont alors montré que les SIF obtenaient des performances similaires, en termes

de taux de reconnaissance correcte sur les signaux étudiés, à ces classifieurs, réputés pour les être les plus efficaces pour les ICO.

Les SIF sont un ensemble de règles "si - alors" floues, pouvant être apprises automatiquement à partir de données. Cette particularité offre un avantage aux SIF, par rapport aux autres classifieurs. En effet cela leur permet tout d'abord d'être interprétable, ce qui peut être utilisé pour extraire automatiquement de la connaissance sur le cerveau, grâce aux règles automatiquement apprises à partir de données EEG. Cela leur permet aussi d'être extensibles, c'est-à-dire que l'on peut leur rajouter de la connaissance a priori sous forme de règles "faites-mains". Ces deux avantages ont été confirmés par nos études.

Enfin, les SIF se sont révélés plus à même de rejeter des *outliers* (c'est-à-dire des données ne correspondant à aucun des signaux cérébraux ciblés) que les SVM, RNA ou CL. Ces différents avantages en font des classifieurs prometteurs pour les ICO [8] [32].

## VI. CONCLUSION

Dans cet article nous avons décrit les Interfaces Cerveau-Ordinateur (ICO) et proposer un état-de-l'art de leurs applications dans le domaine de la robotique. Nous avons ainsi vu que ces ICO permettent à des utilisateurs d'envoyer des commandes directement à partir de leur activité cérébrale. Les ICO ont été utilisées pour interagir avec des prothèses robotisées, des fauteuils roulants automatisés et des robots intégrant différents niveaux d'autonomie. En dehors de ces applications liées à la robotique, les ICO sont aussi utilisées pour des logiciels d'édition de texte destinés aux personnes handicapées, ainsi que dans le domaine du multimédia et de la réalité virtuelle.

Nous avons également présenté le projet Open-ViBE [24] ainsi que certaines des dernières avancées qu'il propose. Ce projet vise à développer un environnement logiciel open source pour concevoir des ICO. Dans le cadre de ce projet, nous avons proposé différentes innovations concernant l'identification de tâches mentales. Nous avons présenté dans cet article deux d'entre elles : l'algorithme FuRIA et l'utilisation de Systèmes d'Inférence Flous (SIF). Le premier est un algorithme d'extraction de caractéristiques efficace utilisant les modèles inverses et les modèles flous tandis que les seconds sont des algorithmes de classification ayant l'avantage d'être interprétable et extensible. Ces deux algorithmes devraient être prochainement utilisés conjointement afin de concevoir des ICO robustes et interprétables. Nous allons nous servir de celles-ci afin d'interagir avec des environnements virtuels et proposer, par exemple, des applications ludiques en réalité virtuelle, destinées aux personnes handicapées.

## REMERCIEMENTS

Ce travail a été soutenu par l'Agence National pour la Recherche (ANR) ainsi que par le Réseau National des Technologies Logicielles (RNTL) à travers le projet Open-ViBE et la bourse ANR05RNTL016.

## REFERENCES

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
- [2] A. Kübler, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw, and N. Birbaumer, "Brain-computer communication : unlocking the locked in," *Psychology Bulletin*, vol. 127, no. 3, pp. 358–375, 2001.
- [3] F. Cincotti, F. Aloise, F. Babiloni, M. Marciani, D. Morelli, S. Paolucci, G. Oriolo, A. Cherubini, S. Bruscino, F. Sciarra, F. Mangiola, A. Melpignano, F. Davide, and D. Mattia, "Brain-operated assistive devices : the aspiec project," in *BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2006, pp. 817–822.
- [4] F. Lotte, A. Lécuyer, Y. Renard, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "Classification de données cérébrales par système d'inférence flou pour l'utilisation d'interfaces cerveau-ordinateur en réalité virtuelle," in *Actes des Premières Journées de l'Association Française de Ralité Virtuelle, AFRV06*, 2006, pp. 55–62.
- [5] D. Friedman, R. Leeb, C. Keinrath, C. Guger, M. Garau, G. Pfurtscheller, and M. Slater, "Navigating virtual reality by thought : First steps," in *7th Annual International Workshop on Presence, PRESENCE 2004*, 2004, pp. 160–167.
- [6] J. R. Wolpaw, G. E. Loeb, B. Z. Allison, E. Donchin, O. F. do Nascimento, W. J. Heetderks, F. Nijboer, W. Shain, and J. N. Turner, "Bci meeting 2005—workshop on signals and recording methods," *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 138–141, 2006.
- [7] M. Zhong and A. Lécuyer, "Automatic elimination of ocular and muscle artifacts in eeg recordings based on blind source separation," IRISA, Tech. Rep. PI 1817, 2006.
- [8] F. Lotte, A. Lécuyer, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "Studying the use of fuzzy inference systems for motor imagery classification," *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 2007, to appear.
- [9] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *proceedings of the IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123–1134, 2001.
- [10] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "A review of classification algorithms for eeg-based brain-computer interfaces," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, pp. R1–R13, 2007.
- [11] C. Guger, W. Harkam, C. Hertnaes, and G. Pfurtscheller, "Prosthetic control by an eeg-based brain-computer interface (bci)," in *Proc. AAATE 5th European Conference for the Advancement of Assistive Technology*, 1999.
- [12] J. R. Millán, F. Renkens, J. M. no, and W. Gerstner, "Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot," in *Proceedings of the 18th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, 2003.
- [13] G. Townsend, B. Graimann, and G. Pfurtscheller, "Continuous eeg classification during motor imagery-simulation of an asynchronous bci," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 258–265, 2004.
- [14] K. Tanaka, K. Matsunaga, and H. Wang, "Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, no. 4, pp. 762–766, 2005.
- [15] B. Rebsamen, E. Burdet, C. Guan, H. Zhang, C. L. Teo, Q. Zeng, C. Laugier, and M. H. A. Jr., "Controlling a wheelchair indoors using thought," *IEEE Intelligent Systems*, vol. 22, no. 2, pp. 18–24, 2007.
- [16] K. Tanaka, K. Matsunaga, N. Kanamori, S. Hori, and H. Wang, "Electroencephalogram-based control of a mobile robot," in *Proceedings of the IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation*, vol. 2, 2003, pp. 688–693.
- [17] K. Inoue, K. Kumamaru, and G. Pfurtscheller, "Robot operation based on pattern recognition of eeg signals," in *Proc. of the 3rd international Brain-Computer Interface workshop*, 2006, pp. 116–117.
- [18] A. Cherubini, G. Oriolo, F. Macri, A. Cherubini, G. Oriolo, and F. Macri, "Development of a multimode navigation system for an assistive robotics project," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007, p. to appear.
- [19] J. Wolpaw and D. McFarland, "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans," *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 101, no. 51, pp. 49–54, 2004.
- [20] C. Bell, P. Shenoy, R. Chalodhorn, and R. Rao., "An image-based brain-computer interface using the p3 response," in *Proceedings of the 3rd IEEE EMBS International Conference on Neural Engineering*, 2007, p. to appear.
- [21] L. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head : toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, pp. 510–523, 1988.
- [22] B. Blankertz, G. Dornhege, M. Krauledat, M. Schröder, J. Williamson, R. Murray-Smith, and K.-R. Müller, "The berlin brain-computer interface presents the novel mental typewriter hex-o-spell," in *Proceedings of the 3rd International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, 2006, pp. 108–109.
- [23] N. Birbaumer, A. Kübler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann, and H. Flor, "The thought translation device (ttt) for completely paralyzed patients," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 190–193, 2000.
- [24] "Open-vibe project," 2006, <http://www.irisa.fr/siames/OpenViBE/>.
- [25] C. Arrouët, M. Congedo, J. E. Marvie, F. Lamarche, A. Lecuyer, and B. Arnaldi, "Open-vibe : a 3d platform for real-time neuroscience," *Journal of Neurotherapy*, 2004.
- [26] R. D. Pascual-Marqui, "Standardized low resolution brain electromagnetic tomography (sloreta) : technical details," *Methods and Findings in Experimental and Clinical Pharmacology*, vol. 24D, pp. 5–12, 2002.
- [27] M. Congedo, F. Lotte, and A. Lécuyer, "Classification of movement intention by spatially filtered electromagnetic inverse solutions," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, no. 8, pp. 1971–1989, 2006.
- [28] F. Lotte, A. Lécuyer, and B. Arnaldi, "Furia : A novel feature extraction algorithm for brain-computer interfaces using inverse models and fuzzy region of interest," in *Proc. of the 3rd IEEE-EMBS international Conference on Neural Engineering*, 2007, pp. 175–178.
- [29] B. Blankertz, K. R. Müller, G. Curio, T. M. Vaughan, G. Schalk, J. R. Wolpaw, A. Schlögl, C. Neuper, G. Pfurtscheller, T. Hinterberger, M. Schröder, and N. Birbaumer, "The bci competition 2003 : Progress and perspectives in detection and discrimination of eeg single trials," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1044–1051, 2004.
- [30] G. Pfurtscheller and F. H. L. da Silva, "Event-related eeg/meg synchronization and desynchronization : basic principles," *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842–1857, 1999.
- [31] F. Lotte, A. Lécuyer, and B. Arnaldi, "Furia : un nouvel algorithme d'extraction de caractéristiques pour les interfaces cerveau-ordinateur utilisant modèles inverses et modèles flous," in *Colloque GRETSI*, 2007, accepté.
- [32] F. Lotte, "The use of fuzzy inference systems for classification in eeg-based brain-computer interfaces," in *Proc. of the 3rd international Brain-Computer Interface workshop*, 2006, pp. 12–13.